

PROBE FOR BLOOD FLOW METER

Publication number: JP2001046348 (A)

Publication date: 2001-02-20

Inventor(s): KAJIMA SUSUMU; MASUDA YUJI; TAKAHASHI MOTOTSUGU; TSUKADA HIROYUKI +

Applicant(s): OMEGA WAVE KK; SHISEIDO CO LTD +

Classification:

- **international:** **A61B5/026; A61B5/0285; A61B5/145; A61B5/1455; A61B5/026; A61B5/145;** (IPC1-7): A61B5/026; A61B5/0285; A61B5/145

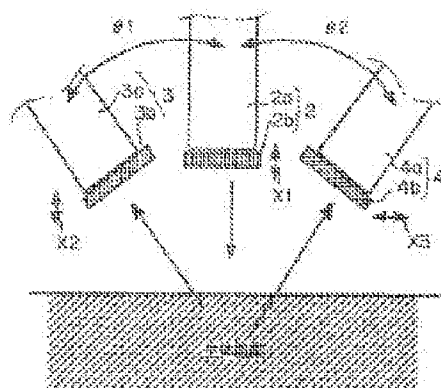
- **European:**

Application number: JP19990226899 19990810

Priority number(s): JP19990226899 19990810

Abstract of JP 2001046348 (A)

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a probe for a blood flow meter capable of measuring the blood flow of different depth without contacting a viable tissue. **SOLUTION:** This probe 1 for the blood flow meter is constituted of a light irradiation part 2 for irradiating the viable tissue with the light of a prescribed polarization direction, a first light reception part 3 for receiving the light of the same polarization direction as the light emitted from the light irradiation part 2 and a second light reception part 4 for receiving the light of the polarization direction vertical to the light emitted from the light irradiation part 2. Then, the probe 1 for the blood flow meter is arranged at a position not contacting the viable tissue which is a measurement object.



.....
Data supplied from the **espacenet** database — Worldwide

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2001-46348
(P2001-46348A)

(43) 公開日 平成13年2月20日 (2001.2.20)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	デモコード* (参考)
A 6 1 B	5/026	A 6 1 B 5/02	3 4 0 D 4 C 0 1 7
	5/0285		3 4 0 H 4 C 0 3 8
	5/145	5/14	3 1 0

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 6 頁)

(21) 出願番号 特願平11-226899

(22) 出願日 平成11年8月10日 (1999.8.10)

(71) 出願人 596151537
オメガウェーブ株式会社
東京都府中市美好町1-18-11 東菱ビル
(71) 出願人 000001959
株式会社資生堂
東京都中央区銀座7丁目5番5号
(72) 発明者 鹿嶋 進
東京都府中市美好町1-18-11 東菱ビル
オメガウェーブ株式会社内
(74) 代理人 100089244
弁理士 遠山 勉 (外3名)

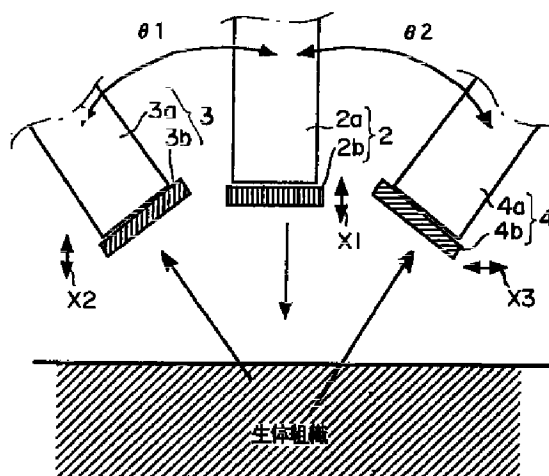
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血流計用プローブ

(57) 【要約】

【課題】 生体組織に接触させることなく深度の異なる血流を測定することができる血流計用プローブを提供すること。

【解決手段】 生体組織に所定の偏光方向の光を照射する光照射部2と、光照射部2から照射される光と同一の偏光方向の光を受光する第1受光部3と、光照射部2から照射される光と垂直な偏光方向の光を受光する第2受光部4とによって血流計用プローブ1を構成し、かつこの血流計用プローブ1を測定対象である生体組織に対して非接触の位置に配置する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体組織の血流を測定する生体組織血流計に使用され、生体組織へ光を照射するとともに生体組織における照射光の散乱成分を受光する血流計用プローブにおいて、
生体組織に所定の偏光方向の光を照射する光照射部と、
前記光照射部からの照射光と同一の偏光方向の光を受光する第1受光部と、
前記光照射部からの照射光と垂直な偏光方向の光を受光する第2受光部と、を備えることを特徴とする血流計用プローブ。

【請求項2】 生体組織の血流測定に際して前記生体組織とは非接触の位置に配置されることを特徴とする請求項1記載の血流計用プローブ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明が属する技術分野】本発明はレーザーによる血流測定に使用される血流計用プローブに関する。

【0002】

【従来の技術】皮膚の微小循環系血管網構築の特徴としては、通常の細動脈-毛細血管-細静脈で構成される血管網の他に、手、足、顔面等の限られた部分にある動静脈吻合血管（AVA: arteriovenous anastomoses）の存在が挙げられる。毛細血管は皮膚全体への酸素供給の役割を担っているのに対して、AVA血管は体温調整の役割を担っている。従って、毛細血管及びAVA血管の血流状態を分離して観測することが、皮膚付近の生体組織における生理機能を調べる上で重要である。これらの血管の血流状態を分離して観測する血流計としては、レーザー光を利用した血流計が知られている。

【0003】レーザー光を利用した血流計（レーザー血流計）は、生体組織の静止組織によって散乱されたレーザー光の周波数が変調されず、血管内を流れる赤血球に当たって散乱されたレーザー光の周波数が変調される性質を利用するものであり、赤血球流速が変調周波数に比例し、赤血球量が周波数変調された光の量に依存することから、これらの演算処理によって血流量を算出するものである。このようなレーザー血流計としては、生体組織にレーザー光を照射する照射用ファイバーと、照射用ファイバーから照射され生体組織内で散乱するレーザー光の一部を受光する受光用ファイバーとを備える血流計用プローブを有するレーザー組織血流計（「レーザー生体組織血流計による皮膚毛細血管血流と細動静脈血管床血流の分離観測法の研究」、鹿嶋 進 他著、医科機器学会66, 307-313, 1996）が知られている。

【0004】このレーザー組織血流計は、照射用ファイバーと受光用ファイバーとを適当な間隔をおいて配置することにより、生体組織内の所定の深さにおける血流を測定しようとするものである。従って1本の照射用ファイバーに対して複数（通常は2本）の受光用ファイバー

を配置することで、異なる深さの血流がそれぞれ測定される。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかし前述したレーザー組織血流計の使用に際しては、照射用ファイバーから照射されるレーザー光が生体組織表面で散乱しないように、また生体組織表面での散乱光を受光用ファイバーが受光しないように、前記血流計プローブの先端を生体組織に接触して配置する必要がある。このため、薬物の塗布前後における皮膚付近の血流状態を観測する薬効評価試験等では、血流計用プローブが邪魔になって血流の観測箇所に薬物を塗布することができず、薬効を正しく評価できない場合がある。

【0006】本発明は前記事項に鑑みなされたものであり、生体組織に接触させることなく深度の異なる血流を測定することができる血流計用プローブの提供を技術的課題とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明は血流計用プローブであり、前記技術的課題を解決するための手段として以下のような構成とされている。すなわち本発明の血流計用プローブは、生体組織の血流を測定する生体組織血流計に使用され、生体組織へ光を照射するとともに生体組織における照射光の散乱成分を受光する血流計用プローブにおいて、生体組織に所定の偏光方向の光を照射する光照射部と、前記光照射部からの照射光と同一の偏光方向の光を受光する第1受光部と、前記光照射部からの照射光と垂直な偏光方向の光を受光する第2受光部とを備えることを特徴とする。

【0008】生体組織は強い散乱体であることから、前記光照射部からの照射光は生体組織内で散乱される。この散乱光は散乱の度に偏光情報を失っていき、多数回散乱されることで偏光方向がランダムになる。従って前記構成によれば、前記第1受光部を用いることによって、生体組織表面付近で散乱され偏光情報を失わずに再び生体組織外へ出てきた光が受光され、この光のうち周波数変調された光の変調の度合い及びその光量を演算処理により求めることで生体組織表面付近の血流量が算出される。また前記第2受光部を用いることによって、生体組織のより深い所まで多数回散乱され偏光情報を失い生体組織外へ出てきた光が受光され、この光のうち周波数変調された光の変調の度合い及びその光量を演算処理により求めることで生体組織のより深い位置における血流量が算出される。

【0009】前記血流計用プローブは生体組織の血流測定に際して、生体組織に接触して配置（貼付、接着等）しても良いが、生体組織とは非接触の位置に配置されると、血流計用プローブの配置に伴って生体組織の測定部位が圧迫されず、また前述した薬効評価試験等の場合において好都合である。

【0010】前記照射光は、生体組織による散乱光を前記第1受光部または前記第2受光部が受光した際に、赤血球との衝突による周波数変調を反映する光であれば良く、本発明に利用される光としては、単色性に優れる（周波数が一定である）とともに指向性に優れるレーザー光を例示することができる。そしてレーザー光の中でもレーザー波長の安定度や、赤血球からの散乱光強度、あるいは測定される血流の測定深度等の観点から、ヘリウム-ネオン（He-Ne）レーザーや半導体レーザーを使用することが好ましい。

【0011】前記光照射部は生体組織に前記照射光を照射することができるものであれば良く、光源に接続され光源からの光を伝達する光伝達手段である光ファイバーや、生体組織に直接光を照射するレーザー発信素子等を例示することができる。また光ファイバーとしては、芯線に石英系のガラスを用いた光ファイバーが好ましいが、石英系ガラスの他にも塩化物ガラスやフッ化物ガラスを用いた光ファイバーであっても良い。

【0012】前記第1受光部及び前記第2受光部は、生体組織での散乱光を受光することができるものであれば良く、受光された散乱光を伝達する光ファイバーや、受光された散乱光を電気信号等に変換して伝達する光電変換手段であるフォトダイオード等を例示することができる。また散乱光の散乱度合いは測定対象である生体組織の性状等に依存することから、各受光部は散乱光を受光するのに好ましい位置に配置されると良く、前記光照射部と所望の間隔を置いて配置されたり、光照射部からの照射光に対して所望の角度を有して配置されると良い。

【0013】前記光照射部及び前記各受光部における偏光方向の設定手段は、生体組織で散乱する照射光の散乱位置（深さ）を区別する手段であり、前記設定手段としては所定の偏光方向のみの光を通過させる偏光素子や、所定の偏光方向のみの光を伝達する偏光方向保存光ファイバー等を例示することができる。

【0014】

【発明の実施の形態】以下、本発明の血流計用プローブの一実施の形態を添付した図面に基づき説明する。まず本発明の一実施形態である血流計用プローブを備えるレーザー血流計の概略構成について図1に基づき説明する。

【0015】レーザー血流計10は、波長780nmの半導体レーザーを発信するレーザー光源11と、照射レーザー光の生体組織における散乱光のうち周波数が変調された光とその光量の情報を電気信号に変換する光電変換部12と、レーザー光源11及び光電変換部12のそれぞれに接続され光電変換部12からの電気信号を血流量として演算処理する演算処理部13とを備えている。レーザー光源11には照射用光ファイバー2aが接続され、光電変換部12には受光用光ファイバー3a、4aが接続されている。照射用光ファイバー2a及び受光用光フ

ファイバー3a、4aの先端には血流計用プローブ1が形成されている。

【0016】血流計用プローブ1は図2に示されるように、測定対象である生体組織に向かって非接触に配置される照射用光ファイバー2a及び照射用光ファイバー2aの先端に配置される照射用偏光板2bからなる光照射部2と、生体組織に向かって非接触に配置される受光用光ファイバー3a及び受光用光ファイバー3aの先端に配置される第1偏光板3bからなる第1受光部3と、生体組織に向かって非接触に配置される受光用ファイバー4a及び受光用ファイバー4aの先端に配置される第2偏光板4bからなる第2受光部4とを備えている。

【0017】光照射部2は第1受光部3及び第2受光部4との間に配置されている。第1受光部3と光照射部2とはレーザー光照射方向に対して所定の角度 θ_1 を有して配置されている。第2受光部4と光照射部2とはレーザー光照射方向に対して所定の角度 θ_2 を有して配置されている。前記 θ_1 及び θ_2 は前記生体組織の血流測定に適した角度であり、第1受光部3及び第2受光部4間の角度 θ （ $\theta = \theta_1 + \theta_2$ ）は $0 \sim 120^\circ$ 程度に設定される。なお照射用偏光板2bは所定の偏光方向（矢印X1）の光を通過させる偏光板であり、例えば紙面に対して垂直方向の偏光方向のレーザー光のみを通過させる偏光板である。第1偏光板3bは照射用偏光板2bと同方向の偏光方向（矢印X2）の光を通過させる偏光板である。第2偏光板4bは照射用偏光板2bと垂直方向（矢印X3）の光、例えば紙面に対して平行方向の偏光方向の光、を通過させる偏光板である。

【0018】次に本実施の形態における血流計用プローブ1の作用について説明する。レーザー光源11から出力されるレーザー光は照射用光ファイバー2aを通して前記生体組織に照射される。レーザー光は照射される前に照射用偏光板2bを通過するため、所定の偏光方向の光となって生体組織に照射される。

【0019】生体組織に照射されたレーザー光は、生体組織表面または生体組織内で散乱する。生体組織表面付近（生体組織表面を含む）で散乱され再び生体組織外へ出てきた散乱光は、散乱回数が少ないことから照射用偏光板2bによる偏光方向を保っているため、第1偏光板3bを通過して第1受光部3へ受光される。第1受光部3に受光される散乱光の中には生体表面付近の血管中の赤血球に衝突して周波数が変調された光が含まれている。なお第1受光部3で受光される散乱光は、第2偏光板4bによる偏光方向と直交する偏光方向の光であるため第2受光部4には受光されない。

【0020】生体組織に照射されたレーザー光のうち生体組織のより深い位置まで多数回の散乱を繰り返して到達して生体組織外へ出てきた散乱光は、多数回の散乱により照射用偏光板2bによる偏光方向が消失されているため、第2偏光板4bを通過して第2受光部4へ受光

される。第2受光部4に受光される散乱光の中には生体組織のより深い位置の血管中を流れる赤血球に衝突して周波数に変調された光が含まれている。第2受光部4で受光される散乱光も、第1偏光板3bによる偏光方向と直交する偏光方向の光であるため第1受光部3には受光されない。

【0021】第1受光部3で受光された散乱光及び第2受光部4で受光された散乱光は、それぞれ受光用光ファイバー3a、4aを通して光電変換部12へ送信される。光電変換部12では散乱光のうち周波数変調された光の変調周波数とその光量を電気信号に変換する。受光用光ファイバー3aを通して光電変換部12に送信される散乱光と、受光用光ファイバー4aを通して光電変換部12に送信される散乱光は、それぞれの散乱光に応じた電気信号に変換されて演算処理部13へ送信される。

【0022】演算処理部13は、生体組織へのレーザー光の照射と散乱において、散乱光の周波数変調が赤血球流速に比例し、周波数変調された散乱光の光量が赤血球量に依存することから、光電変換部12から送信された電気信号を演算処理し、血流量を算出する。従って第1受光部3から受光された散乱光は生体組織表面付近の血流量として算出され、第2受光部4から受光された散乱光は生体組織のより深い位置における血流量として算出される。

【0023】本実施の形態では血流計用プローブ1が測定対象である生体組織に対して非接触の位置に配置される形態として説明したが、血流計用プローブ1を生体組織に接触（照射用偏光板2b、第1偏光板3b、及び第2偏光板4bを生体組織に接触）させる形態としても良い。この場合は生体組織表面における散乱光が前記受光部に受光されないことから、生体組織表面における散乱光の影響のない測定結果を得ることができる。

【0024】以上の説明からわかるように、本実施の形態における血流計用プローブ1は、生体組織に所定の偏光方向の光を照射する光照射部2と、光照射部2からの照射光と同一の偏光方向の光を受光する第1受光部3と、光照射部2からの照射光と垂直な偏光方向の光を受光する第2受光部4とを備える構成としたことから、生体組織における血流の深度を反映する偏光情報と血流中の赤血球の挙動を反映する周波数変調等の情報とを含む散乱光が偏光情報に応じて選択的に第1受光部3または第2受光部4に受光されるため、測定対象である生体組織に接触することなく生体組織における異なる深度の血流をそれぞれ測定することができる。

【0025】また本実施の形態における血流計用プローブ1は、生体組織に非接触の位置に配置されることから、血流の測定部位を圧迫せずより自然な状態の血流を測定することができる。また測定部位が開放されているため、血流計用プローブ1を配置した状態で測定部位への薬物塗布等の作業を行うことができるので、前述した

薬効評価試験等に利用することができる。

【0026】

【実施例】以下、前述した実施の形態における血流計用プローブを使用し、第1受光部3及び第2受光部4の測定深度を測定する具体例について図3及び図4に基づいて説明する。

【0027】本実施例は生体組織の代わりに生体組織と同様の光学特性（散乱係数、吸収係数）を示す樹脂であるポリアセタール板5が測定対象である点で前述した実施の形態と異なるが、その他の構成等については前記実施の形態と同様である。

【0028】本実施例では血流計用プローブ1の下、約10mmの所から厚さ0.2mmのポリアセタール板5を1枚ずつ重ねていったときの、第1受光部3及び第2受光部4における受光量を測定する。ある程度ポリアセタール板5を重ねていくと受光量が増えなくなり、このときの重ねられたポリアセタール板5の厚みが第1受光部3または第2受光部4の最大測定深度となる。各受光部における最大受光量を1としたときの、ポリアセタール板5の累積厚みに対する受光量の特性を図4に示す。このときの受光量は累積確率 $P(t)$ として表される。

【0029】図4においてPは第1受光部3による測定結果であり、Vは第2受光部4による測定結果である。図4からわかるように、照射光と同方向の偏光方向の散乱光を受光すると表面から0.5mm程度の深さまで測定することができる。また、照射光と垂直な偏光方向の散乱光を受光すると表面から1.0mm程度の深さまで測定することができる。

【0030】

【発明の効果】本発明の血流計用プローブは、生体組織に所定の偏光方向の光を照射する光照射部と、前記光照射部からの照射光と同一の偏光方向の光を受光する第1受光部と、前記光照射部からの照射光と垂直な偏光方向の光を受光する第2受光部とを備える構成としたことから、生体組織における深度の異なる血流による散乱光をその偏光情報に応じて各受光部が選択的に受光するため、生体組織に接触させることなく深度の異なる血流を測定することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施の形態である血流計用プローブを使用するレーザー血流計の概略構成を示す概略図である。

【図2】図1で示された血流計プローブの正面図である。

【図3】実施例における血流計プローブを示す正面図である。

【図4】実施例における測定深度と累積関数 $P(t)$ との関係を示す相関図である。

【符号の説明】

1 血流計用プローブ

(72) 発明者 高橋 元次
神奈川県横浜市金沢区福浦2-12-1 株式会社資生堂第二リサーチセンター内

(6) 開2001-46348 (P2001-46348A)

(72) 発明者 塚田 弘行
東京都品川区西五反田3-9-1 株式会社
資生堂ビューティーサイエンス研究所内

F ターム(参考) 4C017 AA11 AC23 AC28
4C038 KL05 KL07 VC01